

Über die Schleimhautnachgiebigkeit unter partiellen Prothesen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde
der medizinischen Fakultät der Universität Basel

Vorgelegt von

LORENZ HIRSCH

aus Tel-Aviv, Israel



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41544301_0198

Zahnärztliches Institut der Universität Basel, prothetische Abteilung :
Prof. Dr. med. Max Spreng

Über die Schleimhautnachgiebigkeit unter partiellen Prothesen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde
der medizinischen Fakultät der Universität Basel

Vorgelegt von

LORENZ HIRSCH

aus Tel-Aviv, Israel

Von der medizinischen Fakultät Basel genehmigt
auf Antrag von Professor Dr. med. Max Spreng

Tag der Promotion: 28. Dezember 1948



Einleitung

Die *fortlaufende Klammer* ist ein prothetisches Hilfsmittel, um Restzahngruppen zu schienen und zu erhalten. Die Einführung der fortlaufenden Klammer in die praktische zahnärztliche Prothetik verdankt man *Kennedy*¹. Die vermehrte Anwendung bei partiellen Prothesen hat in der Folge zu der Frage geführt, *wie sich die gegenseitigen Wechselbeziehungen zwischen dem den Restzähnen unverrückbar aufliegenden Fixierungsteil (fortlaufende Klammer) und dem der nachgiebigen Schleimhaut aufliegenden Teil der Prothese (Platte, Sattel) verhalten.*

Es war zu prüfen, ob die Beanspruchung der Restzähne durch die fortlaufende Klammer und der nachgiebigen Schleimhaut durch die Prothesensättel mit einer starren Prothesenkonstruktion möglich sei, ohne zu Mißverhältnissen zwischen den beiden biologisch und funktionell ungleichen Teilen — fixierte Restzahngruppen respektive durch Zug beanspruchte Periodontien und durch Druck deformierbare, also nachgiebige Schleimhaut — zu führen.

Aus dieser Fragestellung und aus der praktischen Notwendigkeit, eine funktionelle Übereinstimmung zwischen den beiden verschiedenen Teilen zu erzielen, bildeten sich unter den Autoren differente Meinungen und Anschauungen, die praktisch in der Entwicklung zweier prinzipiell voneinander abweichender Konstruktionstypen partieller Prothesen ihren Ausdruck finden: Erstens das *starre* und zweitens das *bewegliche* System. Beide Arten werden von namhaften Fachleuten vertreten und auf Grund von Erfahrungen, Beobachtungen und Untersuchungen dargelegt.

Für das *starre System*, bei welchem die fortlaufende Klammer und die Sattelteile *unbeweglich* miteinander verbunden sind, wird die Ansicht angeführt, daß bei vorsichtiger Indikation den Restzahngruppen eine vermehrte Beanspruchung durch die Prothese und die Kauwirkung ohne nachteilige Folgen zugemutet werden könne. Die Übertragung der Schleimhautnachgiebigkeit und ihr Einfluß auf die

¹ *Kennedy, Edward: Partial Denture Construction 1928. Deutsche Übersetzung von Bleichsteiner, A. 1932.*

Restzahngruppen bewegten sich im allgemeinen innerhalb geringer Werte, so daß sie in der Konstruktionsform der Prothese nicht besonders zu berücksichtigen seien. Bei starrer Konstruktion erhöhe sich die Kauleistung, da bei alleiniger Belastung des Kieferkammes, respektive der Schleimhaut die Kaufähigkeit der Prothese erheblich herabgesetzt würde. Ebenso werde der Kieferkamm überbeansprucht, was zu fortschreitender Knochenatrophie (Druck- und Entzündungsatrophie) und zu entzündlicher Schleimhautverdickung (Hyperplasie) führe (Spreng).

Für das *bewegliche System* wird die Überlegung angeführt, eine gleichzeitige und gleichmäßige Verteilung der Druckauswirkungen, die von einer Prothese auf die Restzähne und die Schleimhaut bei den Kauvorgängen ausgeübt werden, sei wegen des verschiedenen funktionellen Verhaltens dieser beiden ungleichen Teile nicht möglich. Deshalb müsse eine gewisse *Unabhängigkeit* zwischen der Halte- und Stabilisierungsvorrichtung (fortlaufende Klammer) an den fixen Restzähnen und den auf der nachgiebigen Schleimhaut ruhenden Teilen (Sättel) vorliegen, was durch Dazwischenfügen *beweglicher Schaltstücke* zu erzielen sei. Andernfalls würde sich die Nachgiebigkeit der Schleimhaut im Verhältnis zu den Restzähnen in ungünstiger Weise auf diese auswirken und sie zur Lockerung bringen. — Um dieses vorgesteckte Ziel konstruktiv zu erreichen, wurden verschiedenartige Vorrichtungen erdacht: *Geschiebe* respektive *Gelenke* (Chayes, Roach, Ash, Gilmore, Steiger, Biaggi), federnde Drahtstiele (Bonyhard 1933, Elbrecht 1937), *Drahtschlaufen* (U-Schlaufe nach Spreng 1933), *segmentierte Platten* (Stärke 1931), vollkommene Trennung der Fixierungs- und Plattenteile voneinander, als *zweiteilige Prothesen* (Stein 1934, Beat Müller 1934), sowie Kombinationen und Variationen dieser skizzierten Möglichkeiten.

Das *starre System* umfaßt demnach alle Konstruktionen, deren Klammeranlage (fortlaufende Klammer, Aufrufen u. ä.) den Restzähnen unverrückbar aufliegt und mit der Prothesenplatte starr verbunden ist. Demgemäß wird bei dieser Anordnung die Nachgiebigkeit des Schleimhautpolsters konstruktiv nicht besonders berücksichtigt. — Prototyp für solche neuere Konstruktionen war die von Ken-

nedy beschriebene Prothesenart mit fortlaufender Klammer.¹ Diese verwendete der Autor nach seinen Angaben erstmals 1913.

Kennedy wollte durch das Auflegen der starren Klammer auf die lingualen respektive palatinalen Flächen der Restzähne eine Abstützung der Prothese gegen Kippmöglichkeiten, gleichzeitig aber auch eine Schienung der Zahngruppen erreichen; die Restzähne sollten als Einheit wirken. Diese Art der fortlaufenden Klammer — auf den schrägen lingualen Flächen der unteren Zähne verlaufend — birgt jedoch, wie die Erfahrung erkennen ließ, die Gefahr in sich, daß die Zähne aus der ursprünglichen Lage nach labial ausweichen können. Um diesem Nachteil zu begegnen, war es daher oft nicht zu umgehen, Verfahren anzuwenden, die es ermöglichten, die Zähne unverrückbar in der Klammer festzuhalten, was zum Beispiel mittels kleiner Schienungsklämmerchen aus Draht oder ähnlichen gegossenen Fortsätzen umständlich zu erreichen war.

In Berücksichtigung dieser Umstände hat *Spreng* eine Konstruktionsform der fortlaufenden Klammer entwickelt, die von der hergebrachten Gestaltung prinzipiell abweicht, indem sie möglichst axial auf die Zähne einwirkt und diese in einfacher Weise schient. Die Klammer liegt dementsprechend sowohl den lingualen Flächen als auch den incisalen Kanten beziehungsweise occlusalen Teilen der Restzähne auf. Soweit nötig, sind die Restzähne durch leichtes, behutsames Beschleifen für die Aufnahme der Klammer vorzubereiten. Man erzielt dadurch auch, daß die Klammer an den Schneidekanten womöglich unauffällig nach labialwärts übergreifen kann. Bei diesem Vorgehen werden die Restzahngruppen *unverrückbar* in ihrer Lage festgehalten und können als geschiente Einheit den Protheseneinflüssen begegnen.

Das technische Vorgehen bei der Herstellung dieser fortlaufenden Klammer ermöglichte eine ganz beträchtliche Verbesserung ihrer mechanischen Eigenschaften, so daß nun die unteren Prothesen ohne den herkömmlichen Lingualbügel konstruiert werden konnten. (Abbildung 2, 4, 6, 8.) Die Klammer enthält als Verstärkung eine

¹ Nach *Kennedy* stammt der Name «Fortlaufende Klammer» (continious cast clasp), von *Woodworth*, der sie durch Gießen herstellte.

Drahteinlage, die allseitig umgossen ist. Nach *Spreng* sind im Verhältnis zwischen Draht- und Gußlegierung bestimmte Eigenschaften maßgebend: «Die Gußlegierung darf mit der Drahtlegierung nur einen Verschweißungszustand oder eine dichte Anlagerung eingehen. Die Schmelzintervalle der beiden Legierungen müssen deshalb auseinanderliegen. Der Draht hat die höhere Schmelztemperatur aufzuweisen, damit er beim Angießen nicht schmilzt, sondern Struktur und Form, sowie seine mechanischen Eigenschaften behält (zum Beispiel Drahtlegierung «Pivofil», Klammer- und Bügelgußlegierung «Anicrofluct»). Löst sich hingegen ein Draht in der angegossenen Legierung auf, so entsteht eine *einzige* Guß-Struktur, die weniger widerstandsfähig ist.» (Die starre Verbindung zwischen fortlaufender Klammer und den Sattelteilen soll später beschrieben werden.)

Problemstellung

Aus den beiden dargelegten divergenten Anschauungen hinsichtlich des Konstruktionsprinzips partieller Prothesen geht hervor, daß die verschiedene Bewertung der Nachgiebigkeitsverhältnisse der Schleimhaut den Ausgangspunkt für das differente konstruktive Vorgehen abgibt.

Die Nachgiebigkeit der Schleimhaut ist nach Ansicht der Vertreter des *beweglichen Systems* so bedeutend, daß die ihr aufliegende Platte beim Kauen Bewegungen ausführt, die von den Restzähnen, um sie vor Lockerung zu bewahren, ferngehalten werden müssen, oder aber durch geeignete Maßnahmen nur abgeschwächt übertragen werden.

Anderseits erachten die Verfechter des *starren Systems* diese Nachgiebigkeit der Schleimhaut in einem großen Teil der vorkommenden prothetischen Behandlungen für gering und infolgedessen auch die Bewegungen der Platte für klein. Darum kann eine starre Verbindung derselben mit dem Klammergerüst, welches einer genügend großen Anzahl von Restzähnen unverrückbar aufliegt, vorgenommen werden, ohne das Restgebiß zu schädigen. Die auf diese

Weise erlangte Ruhigstellung der Prothese verhütet Gewebeschäden am Kieferknochen und an der Schleimhaut. Außerdem wird dadurch eine erhöhte Kauleistung erreicht.

An der prothetischen Abteilung des zahnärztlichen Instituts der Universität Basel wurden während Jahren beide Konstruktions-typen verwendet. Die Beobachtungen im Laufe der Jahre waren sehr aufschlußreich. Sie führten zum Ergebnis, daß bei geeignetem, die Besonderheiten der lebenden Unterlagen im einzelnen erfassenden Vorgehen sich das *starre Prothesensystem* (Prothesenprinzip) bewährt hat und mehrheitlich angewendet werden kann. Dies bedeutet jedoch eine nicht zu unterschätzende Vereinfachung.

Um die Verhältnisse der Wechselbeziehungen, die sich zwischen der Anlage der fortlaufenden Klammer und den Platten einstellen, weiter zu klären, wurde in dieser Arbeit die Aufgabe gestellt, *die Nachgiebigkeit der Schleimhaut an teilweise bezahnten Kiefern zu untersuchen.*

Frühere Untersuchungen

Die *Gebrüder Green* haben bereits 1910 die Resilienz¹ der Kieferschleimhaut beachtet und durch Druckausgleich bei der Bißbestimmung für totale wie teilweise Zahnlosigkeit berücksichtigt. Sie strebten damit eine gleichmäßigere Übertragung der Kaukräfte auf die stärker nachgiebigen und weniger nachgiebigen Flächen der Kieferschleimhaut durch die Prothese an. Aus ähnlichen Gründen versuchte *Supplee* 1923 die Resilienz der Schleimhaut bei totalen Prothesen zu kompensieren, indem er bei der Abdrucknahme mit *Kerr* die Schleimhaut unter senkrechtem Druck durch Zubeißen in dem Maße zu komprimieren suchte, als diese später unter der Prothese zusammengedrückt würde. *Pfeifer* (1929) nahm die ersten Messungen der Kompressibilität der Kieferschleimhaut zwecks Klärung

¹ Resilienz bedeutet die Nachgiebigkeit der Gewebe und bezieht sich beim Kauapparat auf die Nachgiebigkeit der Kieferschleimhaut, des Kiefergelenks und des Kieferknochens. Diejenige von Gelenk und Knochen ist minim, so daß sie für praktische Zwecke vernachlässigt werden darf.

von Fragen des Artikulationsproblems bei totalen Prothesen vor. Er stellte fest, daß die Einsenkung einer oberen oder unteren totalen Prothese bei senkrechtem Kaudruck maximal 1 mm betrage. *Bonyhard* (1938) ermittelte eine Kompressibilität der Schleimhaut unter partiellen Prothesensätteln von 0,2 bis 0,6 mm. Er erhielt diese Werte durch vergleichende Messungen an identischen Punkten zweier Gipsmodelle desselben, teilweise bezahnten Kiefers. Die Vergleichsmodelle wurden durch einen Abdruck mit sahnigem Gips ohne Anwendung von Druck, beziehungsweise mittels Kerrmasse unter maximalem Kaudruck gewonnen.

Die Angaben von *Pfeifer* und *Bonyhard* beziehen sich auf die Nachgiebigkeit der ganzen von der Prothese bedeckten Kieferschleimhaut. Diese Nachgiebigkeit wird als Gesamt- oder Totalkompressibilität bezeichnet.

Eine verschiedene, zonenmäßige Nachgiebigkeit der Kieferschleimhaut unter einer Prothesenplatte in Funktion wurde von einzelnen Autoren auf Grund der von *Lund* (1924) beschriebenen Zonen verschiedenen histologischen Aufbaues abgeleitet. Es wurden Abdruckmethoden bekanntgegeben (*Grohs* 1931), sowie Korrekturen der Abdrücke respektive Modelle empfohlen, welche diesem Verteilungsschema von harten und weichen Stellen Rechnung tragen sollten.

Vergleicht man jedoch zum Beispiel das Modell eines oberen Gipsfutterabdruckes mit dem Modell eines Kauabdruckes¹ desselben Kiefers, so fällt die differente Ausbildung des Schleimhautreliefs auf. Der Grund dieses Unterschiedes liegt darin, daß die Deformierungs- und Verschiebungsvorgänge an der Schleimhaut, wie sie unter einer Platte beim Kauen und bei den verschiedenen Funktionen entstehen, schon bei der Abdruckvornahme in ähnlicher Weise hervorgerufen und von der längere Zeit bildsam bleibenden Guttapercha aufgenommen werden. Der Gipsabdruck hingegen formt nur einen momentanen Zustand der Schleimhaut ab. Diese Beobachtung wies auf eine

¹ Spreng, «Der Kauabdruck», 1932. Der Kauabdruck ist ein Verfahren, nach welchem der Abdruck (mittels individuellem Abdrucklöffel mit montierten Kauwällen aus Kerr und 1 mm starker Guttaperchaschicht als Abdruckmaterial) unter Ausführung aller Kauvorgänge und aller sonstigen Prothesenfunktionen vom Patienten selbsttätig ausmodelliert wird.

individuell verschiedene örtliche Deformierbarkeit der Schleimhaut bei der Beanspruchung durch eine Prothese hin.

Um die Richtigkeit dieser Annahme zu erhärten, bedurfte es genauerer Untersuchungen. *Spreng* ließ daher am zahnärztlichen Institut in Basel verschiedentlich Messungen der örtlichen Eindrückbarkeit der Kieferschleimhaut durchführen.

Die ersten Untersuchungen wurden 1931 von *Giger* mit einem speziell konstruierten Apparat für Oberkiefermessungen eingeleitet (Diss. veröffentlicht 1937). *Sohm* (1934) verbesserte den Apparat und stellte zudem eine Modifikation des Apparates für Unterkiefermessungen her. Beide Apparate sind an den Armlehnen des Behandlungsstuhles befestigt und werden durch verstellbare Arme in die Meßlage gebracht und in dieser fixiert. In dieser Lage wird, wie beim Apparat von *Giger*, eine Kugel von 9 mm Durchmesser unter einer Gewichtseinwirkung von 200 g an den verschiedenen Stellen gegen die Schleimhaut gedrückt. Die Einsenkung wird durch ein Hebelsystem auf eine Skala übertragen, an welcher der Einsenkungswert in $\frac{1}{10}$ mm abgelesen werden kann. Beim Messen ist es notwendig, daß sich der Kopf des Patienten in *absoluter Ruhelage* befindet.

Die gleiche Apparatur wurde auch von *Volk* (Diss. 1935) zu Messungen an bezahnten und unbezahnten Oberkiefern verwendet.

Die Untersuchungen ergaben folgendes Resultat: Eine regelmäßige, zonenmäßige Verteilung von stärker nachgiebigen und weniger nachgiebigen Stellen der Gaumenschleimhaut, wie dies verschiedentlich aus dem histologischen Aufbau geschlossen wurde, besteht nicht. Vielmehr ist die Verteilung der Eindrückbarkeitswerte unterschiedlich und individuell. Die bei diesen Messungen erhaltenen Zahlen sind nur relative Werte der örtlichen Nachgiebigkeit. Sie lassen darauf schließen, daß die Deformierungs- und Verschiebungsvorgänge an der Schleimhaut unter Prothesenplatten durch die funktionellen Einwirkungen individuell verschieden ausfallen. Die Zahlen sind *nicht* etwa als *Maß* der Einsenkung einer Prothese resp. eines Prothesensattels, d. h. der sogenannten Resilienz zu betrachten. Immerhin lassen sich durch einen Vergleich der örtlichen Einsenkungs-

werte einer größeren Anzahl von Kiefern Schlüsse auf den Grad der Gesamtkompressibilität ziehen.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Untersuchungsergebnisse der früheren Autoren über die örtliche Kompressibilität der Kiefer Schleimhaut an zahnlosen Kiefern mittels eines *neu konstruierten Apparates* einer Nachprüfung unterzogen.

Ferner wurden *Messungen der örtlichen Kompressibilität an teilweise bezahnten Ober- und Unterkiefern* vorgenommen. Damit sollte Aufschluß über die Nachgiebigkeitsverhältnisse der Schleimhaut, speziell unter Prothesensätteln, und die zweckmäßige Art der Verbindung zwischen Klammeranlage und Sattelteil gewonnen werden.

Untersuchungsvorgehen

Mit den bisher angewendeten Apparaturen waren nicht alle Teile der Schleimhaut der Kieferkämme und des Gaumens bestimmbar. Auch komplizierte sich der Meßvorgang, weil die Apparatur für jede Meßstelle durch Einstellung von Schrauben neu fixiert werden mußte, wobei die zu untersuchende Person den Kopf vollständig ruhig zu halten hatte. Zur Feststellung der örtlichen Nachgiebigkeitswerte an der gesamten von der Prothese bedeckten Schleimhaut sollten auch die vestibulären und lingualen, d. h. die steiler verlaufenden Partien der Kieferkämme einer Messung zugänglich sein. Aus diesen Gründen wurde ein neuer, handlicherer Apparat verfertigt (Abb. 1). Dieser besteht aus einem Arm (a), an welchem, ähnlich einem Kontrawinkelstück, eine Hülse (b) angebracht ist. In der Hülse befindet sich eine Druckfeder, welche einen an seinem Ende abgerundeten Bolzen (Durchmesser 4 mm) (c) mit einem Druck von 200 g hinauschiebt. Der Bolzen wird durch eine Arretierungsvorrichtung (d) in der Hülse zurückgehalten (Ausgangsstellung) und kann durch die Betätigung des Abzuges (e) ausgelöst werden. Der Bolzen ist mit dem Zeiger (f), welcher die Einsenkungsgrößen auf einer Skala (g) anzeigt, gelenkig verbunden.

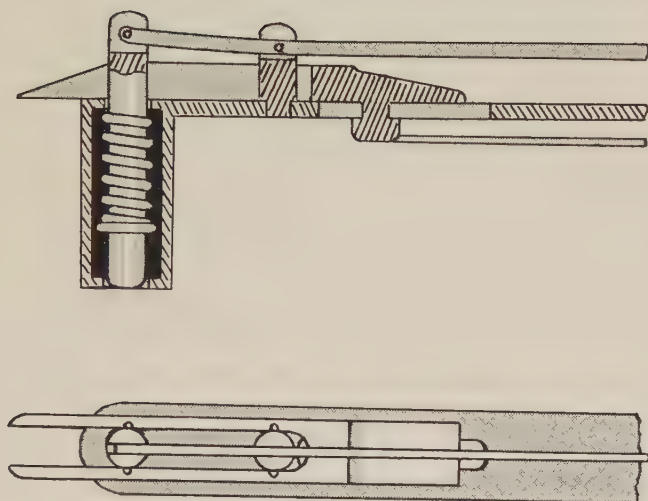
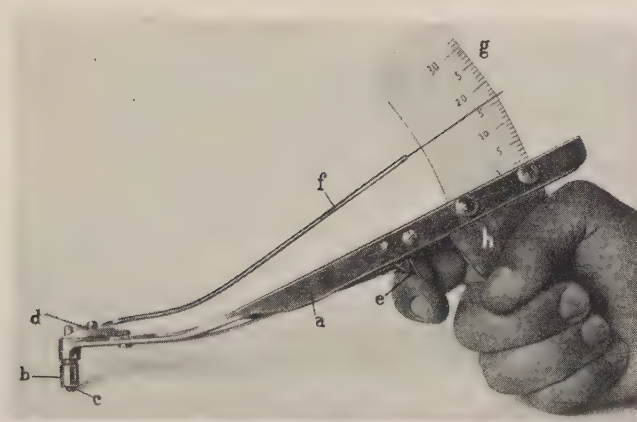


Abb. 1



Zur Messung wird der Apparat am Handgriff (h) gehalten und die Hülse (b) der Schleimhaut aufgelegt. Hierauf wird durch die Lösung des Abzuges (e) die keilförmige Arretierung (d) zurückgeschoben, wodurch der ausgelöste Bolzen (c) durch die in der Hülse (b) befindliche Feder mit einem Druck von 200 g gegen die Schleimhaut gedrückt wird. Die Einsenkung des Bolzens wird durch den Zeigearm (f) in der Übersetzung 1:20 in $\frac{1}{10}$ -mm-Werten angezeigt. Die mit diesem Apparat und beschriebenem Meßvorgang erhaltenen Einsenkungswerte bewegen sich innerhalb einer Fehlergrenze von 0,1 bis 0,2 mm.

Die Meßpunkte und die dazugehörigen erlangten Zahlen werden auf einem vorbereiteten Gipsmodell des Kiefers eingetragen (Abb. 2 u. ff.). Mit diesem Apparat ist beinahe jede Stelle des Kiefers der Messung zugänglich. Außerdem gestattet die einfache Handhabung des Apparates, die Messungen innerhalb kurzer Zeit durchzuführen, so daß der Patient, dessen Kopf zudem nicht vollkommen fixiert zu sein braucht, nicht ermüdet.

Untersuchungsergebnisse

Die Messungen an *zahnlosen Ober- und Unterkiefern* ergaben wiederum, daß bei allen Kiefern eine *individuelle Verteilung* der verschiedenen *Meßwerte* vorliegt, doch ließen sich immerhin *grosso modo zwei Gruppen* ausscheiden:

1. Kiefer, bei welchen die Eindrückbarkeitswerte trotz individueller Schwankungen dem histologischen Aufbau in dieser Weise entsprachen, daß sich den Kieferkämmen entlang und im Bereiche der Medianlinie des Gaumens durchschnittlich geringere Werte ergaben als im Gebiete der Rugae (Fettgewebszone) und der Drüsenzzone. In letzterer fand sich die größte Kompressibilität.
2. Kiefer, welche eine ganz regellose Verteilung der Kompressibilitätswerte der Schleimhaut aufwiesen, die in keiner Weise mit dem histologischen Aufbau in Zusammenhang gebracht werden

konnten. Bei dieser Gruppe handelte es sich häufig um Kiefer, die längere Zeit durch ungünstig einwirkende Prothesen beansprucht waren. Die hier gefundenen Werte stimmen mit den von *Giger, Sohm* und *Volk* ermittelten Ergebnissen überein.

Die Messungen an *teilweise bezahnten Ober- und Unterkiefern* führten im wesentlichen zu ähnlichen Ergebnissen wie die an *zahnlosen Kiefern*: Die *Verteilung der verschiedenen Zahlenwerte ist individuell*. Ein großer Teil der zur Untersuchung gelangten *teilweise bezahnten Unterkiefer* wies *relativ niedrige Einsenkungswerte in relativ gleichmäßiger Verteilung auf*. Doch lagen auch mitunter *ansehnliche Differenzen* vor.

Gegenüber unbezahnten Oberkiefern besteht bei *teilweise bezahnten Oberkiefern* insofern ein Unterschied, indem hauptsächlich nur die Kieferkämme für die Auflagerung der Plattenteile herangezogen werden. Hier ist die Schleimhaut meistens straff mit dem Periost verbunden und ergab im Durchschnitt wie im Unterkiefer *relativ niedrige und eher gleichmäßige Kompressibilitätswerte*.

Jedoch fanden sich auch unter den teilweise bezahnten Kiefern solche mit ganz unregelmäßiger und hoher Schleimhaut-Kompressibilität. Dieser Zustand konnte, wie die Anamnese ergab, vielfach auf die Einwirkung von Prothesen zurückgeführt werden.

Die Bedeutung der Schleimhautnachgiebigkeit für die partielle Prothese

Die ermittelten örtlichen Eindrückbarkeitswerte der Schleimhaut von teilweise bezahnten Ober- und Unterkiefern müssen in prothetischer Hinsicht von zwei Gesichtspunkten aus beachtet und ausgewertet werden. Diese betreffen das *Abdruckvorgehen* und die *Art der Verbindung von Prothesensattel und Klammeranlage*.

Vergleichshalber möge zunächst auf die Beurteilung der Schleimhaut-Verhältnisse bei zahnlosen Kiefern hingewiesen werden, wie sie *Spreng* dem Kauabdruck-Verfahren zugrunde legte.

«Schon der Abdruck muß unter Berücksichtigung der Prothesentätigkeiten hergestellt werden. Denn er ist Ausgangspunkt für den Aufbau der Prothese und bestimmt die der Schleimhaut zugekehrte Oberfläche der Platte. Und gerade in der Oberflächengestaltung müssen die Wechselwirkungen, welche sich zwischen der körperfremden Platte und der Schleimhaut ergeben, berücksichtigt werden. Die Schleimhaut, wie sie sich unter der Prothesenwirkung darbietet, entspricht nämlich keinesfalls den Verhältnissen, die ein einfacher anatomischer Abklatsch zu ermitteln vermag. Beim Tragen einer Prothese erfolgen bei den verschiedenen Prothesentätigkeiten, durch die Einwirkung der Platte auf die Schleimhaut, *rein* prothetisch bedingte Beanspruchungen des Schleimhautpolsters, die an ihm als *wechselvolle Oberflächenveränderungen* ihren Ausdruck finden. Diese mechanisch ausgelösten *Schleimhautdeformierungen* müssen im Abdruck erfaßt werden können. Denn dadurch enthält dann die Prothesenbasis die nötigen Raumausparungen, die genügen, um allen Deformierungsmöglichkeiten der Schleimhaut beim eigentlichen Prothesengebrauch zu entsprechen. Infolgedessen ergibt sich eine schonende, erträgliche Beanspruchung des Schleimhautpolsters: es wird weder gequetscht, noch gezerrt, noch gepreßt. Kurzum, der dauernde Kontakt- und Druckreiz, der von der Platte ausgeht, führt nicht zu pathologischen Zuständen. Die Erfahrung hat in der Tat gezeigt, daß unter Prothesen, die auf Grund solcher Erwägungen verwirklicht wurden, Schleimhaut und Knochen sich *auf die Dauer* viel günstiger verhalten als unter Platten, die unbekümmert um die Beeinflussungen des Schleimhautpolsters während des Prothesengebrauchs ausgeführt wurden.» (Zitiert aus der Monographie von Max Spreng «Die Prothese und die lebenden Gewebe», Basel 1945, p. 12—14.)

Auch für die Verhältnisse bei partiellen Prothesen gelten im Prinzip die gleichen Überlegungen. Hingegen ergibt sich insofern praktisch eine Erleichterung, weil im Vergleich zum zahnlosen Kiefer die Nachgiebigkeit der Kieferkammschleimhaut durchschnittlich geringer und gleichmäßiger vorliegt und sogar sehr niedrig sein kann.

Dies ließ sich aus den vorliegenden Untersuchungen über die örtliche Eindrückbarkeit der Schleimhaut schließen. *Denn aus durchschnittlich hohen Eindrückbarkeitswerten kann auf eine große Gesamtnachgiebigkeit der Schleimhaut und demnach auf eine größere Gesamteinsenkung eines Prothesensattels, aus niedrigen Werten jedoch auf eine geringere Schleimhautnachgiebigkeit und kleinere Gesamteinsenkung eines Prothesensattels geschlossen werden.*

Der überwiegende Teil der untersuchten teilweise bezahnten Ober- und Unterkiefer wies *niedrige bis mittelhohe Werte* der örtlichen Kompressibilität auf und läßt eine geringe Gesamtkompressibilität erwarten. Diese Befunde bestätigen sich jedoch auch aus der praktischen Beobachtung und Erfahrung.

An der prothetischen Abteilung des zahnärztlichen Instituts in Basel wird die örtliche Kompressibilität der Schleimhaut an teilweise bezahnten Kiefern bei der *Abdrucknahme* berücksichtigt.

Im allgemeinen gelten auch für das Verhalten der Kieferschleimhaut unter einer partiellen Prothesenplatte die oben nach *Spreng* zitierten Erwägungen hinsichtlich des Einwirkens dieses gewebefremden Körpers auf die Kieferschleimhaut. Wenn durch das Einfügen einer Prothese der Schleimhaut und den darunterliegenden Geweben die größtmögliche Schonung zuteil werden soll, muß dieselbe unter ähnlichen Voraussetzungen abgeformt werden, unter welchen sie später durch die Prothese bei den Kauvorgängen beansprucht ist. Deshalb wird auch bei teilweise bezahnten Kiefern im Prinzip das Kauabdruckverfahren zur Anwendung gebracht. Sind sowohl im Ober- als auch im Unterkiefer (z. B. bei oberer Zahnlosigkeit und Vorhandensein der unteren Frontzähne) Abdrücke zu nehmen, so werden diese, inklusive Gelenkmessungen und Bißbestimmung, genau nach dem Kauabdruckverfahren bei gänzlicher Zahnlosigkeit durchgeführt. — Nur bei teilweise bezahnten Kiefern mit besonders niedriger und gleichmäßiger örtlicher Schleimhaut-Kompressibilität wird mitunter von der Methode abgegangen und der Abdruck mit individuellem Löffel und Guttapercha oder auch Zinkoxyd-Eugenolpaste genommen.

Die Art der *Klammer-Sattelverbindung* (starres oder bewegliches System) hängt von der Gesamtkompressibilität der Schleimhaut sowie vom Zustand der Restzähne ab und wird bis jetzt noch auf Grund von Erfahrungen und Beobachtungen entschieden. (Die Gesamtkompressibilität wird aus den örtlichen Kompressibilitätswerten erschlossen.)

Die angeführten Meßresultate sowie die im Verlaufe der Jahre gesammelten Erfahrungen haben erwiesen, daß in der Praxis *Kiefer*

mit niedriger bis mittelhoher örtlicher Kompressibilität und einer biologisch günstig reagierenden Restbezahnung mit Prothesen des starren Systems versorgt werden können.

Nur Kiefer mit hoher und differenter örtlicher Kompressibilität der Schleimhaut und Kiefer mit zwar mäßiger Kompressibilität, bei welchen der Zustand der Restzähne, sei es aus Gründen der Festigkeit, der Anzahl oder der Verteilung, eine starre Verbindung als nicht mehr ratsam erscheinen lassen, werden durch die Vorkehrung einer gelenkigen oder federnden Verbindung zwischen Klammeranlage und Prothesenplatte behandelt.

Das Studium der einschlägigen Fachliteratur zeigt, daß insbesondere der Schleimhautresilienz von teilweise bezahnten Kiefern und den aus ihr resultierenden Schädlichkeiten bei gleichzeitiger Belastung von Schleimhaut und Restgebiß größte Aufmerksamkeit zugewendet und durch mannigfache, oft komplizierte Konstruktionen zu begegnen versucht wurde.

Die Tendenz ging dahin, die infolge der Resilienz der Schleimhaut vorliegenden vermeintlich großen Bewegungen des Sattels von den Restzähnen fernzuhalten, mit der Absicht, dem Sattel womöglich volle Bewegungsfreiheit zu gewähren. Je mehr sich eine Konstruktion diesem Ziele näherte, eine um so größere Bewegungsfreiheit des Sattelteiles wurde tatsächlich erreicht (zweiteilige Prothese). Die auf eine partielle Prothese treffenden Kaukräfte sollten, ähnlich wie bei einer totalen Prothese, nur von den schleimhautbedeckten Kieferteilen aufgenommen werden. Dazu wäre folgendes zu bemerken:

Die Ausdehnung der Sattelfläche ist in vielen Fällen (besonders bei partiell bezahnten Unterkiefern) auch bei sorgfältiger Ausnützung der zur Verfügung stehenden Schleimhautfläche gering, so daß die Kräfte auf eine zu kleine Schleimhaut-Knochenbasis treffen. Die anfänglich minimen Bewegungen des abgefederten (beweglichen) Prothesensattels, die durch eine geringe Schleimhaut-Resilienz bedingt sind, vergrößern sich nach und nach, weil die Beanspruchung der kleinen Fläche zur Atrophie am Knochen und auch zu entzündlicher Schleimhaut-Hypertrophie führt. Erst jetzt würden sich gelenkige und federnde Verbindungen zwischen Klammer und

Sattelteilen als notwendig erweisen, sollen die Restzähne nicht zur Lockerung gebracht werden. Demnach verlangt in diesen Fällen nicht die ursprüngliche Resilienz der Schleimhaut die bewegliche Verbindung, vielmehr schafft die Auswirkung des in seinen Bewegungen wenig gehemmten Sattels den Zustand, der ihre Anwendung notwendig macht.

Infolge der atrophischen und entzündlichen Vorgänge am Kiefer wachsen die Bewegungen des Prothesensattels an und können die von den Klammer-Sattel-Verbindungselementen vorgesehene Bewegungsfreiheit überschreiten und sich zuletzt doch auf die Restzähne auswirken. Dies wird insbesondere bei Kiefern mit kleiner Prothesen-Auflagefläche und schmalen, niederen Kieferkämmen eintreten können. Bei Kiefern mit großer Auflagefläche und hohen, breiten Kieferkämmen, oder bei Konstruktionen, die nur eine geringe Beweglichkeit zwischen Klammer und Platte zulassen (kräftige Federn), werden die angeführten Schäden in entsprechend geringerem Maße zustandekommen.

Bei der Durchführung der am Basler Institut geübten starren Prothesenkonstruktion wird die *örtliche Nachgiebigkeit* der Schleimhaut durch die *entsprechende Abdrucknahme* ausgeglichen und die durch die *Gesamtnachgiebigkeit* resultierende geringe Absenkung des Prothesensattels durch die *starre Verbindung* von Sattelteil und fortlaufender Klammer zum Teil den Restzähnen übertragen. Dieses System wird bei Ober- und Unterkiefern, deren Schleimhaut eine geringe bis mittlere Kompressibilität aufweisen, durchgeführt. Infolge der starren Verbindung und der dadurch bewirkten Ruhigstellung der Prothese können Kieferresorption und Schleimhautschäden auf ein geringes Ausmaß reduziert werden, ohne die Restzähne übermäßig zu beanspruchen. An 37 von 39 kontrollierten Kiefern, die seit einem halben Jahre bis drei Jahren mit Prothesen dieses Systems versehen sind, konnten diese Feststellungen vom Verfasser bestätigt werden.

Die früher häufig und auch heute noch angewandte Konstruktion einer Freundprothese, bei welcher nur die beiden jeweilig distal stehenden Zähne der Restzahnreihe zur Aufnahme der Halteklam-

mern und Aufrufen herangezogen wurden, hat die *starre* Konstruktion in Mißkredit gebracht, weil einzelne Zähne dieser Überbeanspruchung häufig nicht gewachsen waren und frühzeitig gelockert wurden. Für die erfolgreiche Anwendung des starren Systems ist es jedoch notwendig, außer dem Verhalten der Schleimhaut den Zustand des Restgebisses bezüglich der *Anzahl, Verteilung, Stellung, Länge* der klinischen Krone sowie die *Parodontien* der Zähne sorgfältig zu prüfen.

Die eingangs beschriebene Art der fortlaufenden Klammer nach *Spreng* faßt die gesamten Restzähne zu einer Einheit zusammen, weil diese Klammer jedem Zahn oral und incisal bzw. occlusal und wenn notwendig auch vestibular anliegt, so daß die beim Kauvorgang auf die Klammer entfallenden Kräfte sich auf alle Restzähne günstig verteilen können. Da die Festigkeit eines Zahnes von den Appositionsvorgängen an seiner Zementoberfläche abhängig ist, kann nur einem biologisch günstig reagierenden Zahn eine Mehrbelastung zugemutet werden (Gottlieb). Hingegen wird der eine oder andere nicht mehr ganz feste Zahn, der sich innerhalb der Restzahnreihe befindet, in die fortlaufende Klammer einbezogen werden können, wenn alle Restzähne zu einer funktionellen Einheit verbunden sind. Wenn eine größere Anzahl Restzähne oder Restzahngruppen in einer fortlaufenden Klammer vereinigt sind, so erfährt der periodontal geschädigte Zahn eine Schienung und dadurch, wie die Beobachtung lehrt, oft eine größere Festigkeit. Diese Tatsache konnte bei der Kontrolle mehrfach festgestellt werden.

Analysiert man die Kräfte, die vermittels einer Freidendprothese bei Kauvorgängen sich auf die Restzähne und die Schleimhaut auswirken, so ergeben sich im wesentlichen vier Bewegungswirkungen:

1. die sagittalen
 2. die transversalen
 3. der senkrechte Druck,
 4. verschieden gerichtete Zugkräfte.
- } Druck- und Schubkräfte,

ad. 1. Die sagittalen Druck- und Schubkräfte bewegen den Sattelteil einer Freidendprothese von den Restzähnen nach distal hin oder

drücken ihn nach mesial an die Restzähne an. Beim *starren* Prothesensystem werden diese Kräfte bei geeigneter Anordnung der fortlaufenden Klammer auf alle Restzähne übermittelt. Beim *beweglichen* System gibt es keine Vorrichtung, welche diese Kräfte von den Zähnen abhält, so daß diese Kräfte sich ebenso wie beim starren System auswirken. Bei Konstruktionen ohne fortlaufende Klammer werden nur die betreffenden Klammerzähne belastet, ein Umstand, der sich besonders bei nach distal abfallenden Kieferkämme[n] nachteilig auswirken muß.

ad. 2. Die *transversalen* Kräfte werden beim *starren* System durch die fortlaufende Klammer allen Restzähnen gleichmäßig übertragen. Bei *Geschiebekonstruktionen* (bewegliches System) wirken sich diese Kräfte vollständig, und bei *Gelenkprothesen* in geringerem Maße auf die Pfeilerzähne aus. Durch die Kombination der Geschiebe oder Gelenke mit einer fortlaufenden Klammer oder anderen Vorrichtung, die alle Restzähne erfaßt, werden diese Schubkräfte vorteilhaft aufgeteilt. Es besteht jedoch auch die Praxis, nachdem Geschiebe und Gelenke die Senkungsmöglichkeit der Prothesenplatte zulassen, diese Attachementes an nur einem Zahn oder einer kleinen Gruppe der Restzähne anzubringen. Bei dieser Anordnung wirken sich die horizontalen Kräfte bei Geschiebekonstruktionen vollständig und bei Gelenkkonstruktionen abgeschwächt auf die geringe Pfeilerzahl aus. Bei *federnden Prothesen-Klammerverbindungen* übertragen sich diese Kräfte auf alle Restzähne, wenn eine fortlaufende Klammer vorgesehen ist, sonst nur auf die betreffenden Klammerzähne. Bei *vollständig geteilter Konstruktion* werden diese Kräfte nicht auf das Restgebiß übertragen. (Die durch die transversalen Druck- und Schubkräfte der Platte mitgeteilten Schlotterbewegungen können sich, von den Restzähnen nicht gehemmt, auf Schleimhaut und Knochen schädigend auswirken.)

ad 3. Die beim *starren* System auf die Restzähne entfallenden *vertikalen Druckkräfte* belasten die Zähne infolge der *incisalen und occlusalen Auflagerung* der fortlaufenden Klammer in der physiologisch günstigen axialen Richtung. Bei Konstruktionen des *beweglichen* Systems mit Geschieben und Gelenken treffen diese Kräfte theoretisch das Restgebiß *nicht*.

Durch die Kauvorgänge wirken sich die Kräfte nicht einzeln, sondern kombiniert auf die Prothese aus, wodurch praktisch Kippbewegungen entstehen, welche besonders bei Geschieben, die nur bei rein senkrechter Belastung auf- und abwärts gleiten, zu Verkeilungen führen, wodurch auch die senkrechten Kräfte die Pfeilerzähne treffen. Bei Konstruktionen mit *federnder Klammer-Sattelverbindung* (zum Beispiel fortlaufende Klammer mit U-Schlaufe) wird ein Teil der senkrechten Druckkräfte allen oder einzelnen Restzähnen mitgeteilt werden.

ad 4. Die Zugkräfte wirken sich durch Abheben der Prothese von der Unterlage (Schleimhaut) aus und werden im Oberkiefer durch das Eigengewicht der Prothese und klebrige Speisen, im Unterkiefer nur durch klebrige Speisen verursacht. Diesen Zugkräften wirkt beim *starren* System die fortlaufende Klammer in unverrückbarer Fixierung als Kippmeider entgegen. In gleicher Weise wirkt auch beim *beweglichen* System eine fortlaufende Klammer auf alle Restzähne, nur müssen die Federverbindungen zwischen Klammer und Sattel kräftig sein, damit letzterer nicht schlottert. Bei *Geschiebe-Konstruktionen* (ohne fortlaufende Klammern) wirken diese Kräfte auf die Pfeilerzähne.

Aus diesen vergleichenden Betrachtungen ist zu erschen, daß die Restzähne beim *starren* System durch die Anwendung der fortlaufenden Klammer nach *Spreng* zu einer Einheit zusammengefaßt, vorteilhaft den durch die Kauvorgänge ausgelösten Kräften begegnen können. Diese Folgerungen ergeben sich aus den bis heute vorliegenden Kontrollen und Beobachtungen. — Die bei den Konstruktionen des beweglichen Systems auf die Schleimhaut abgeleiteten senkrechten Druckkräfte werden durch die incisale Auflagerung der fortlaufenden Klammer auf sämtliche Restzähne in der für diese physiologisch günstigsten Belastungsrichtung übertragen. Durch diese Klammerkonstruktion kann eine starre Klammer-Plattenverbindung vorgenommen werden, ohne Schaden an den Restzähnen gewärtigen zu müssen, wobei eine Stabilisierung des Sattelteiles und eine größere Kauleistung erlangt wird.

Jene große Anzahl der praktischen Fälle, die eine niedrige bis mittelhohe Kompressibilität der Schleimhaut und biologisch günstig

reagierende Restzähne in genügender Anzahl aufweisen, wird daher mit einer Prothese des beschriebenen starren Systems vorteilhaft versorgt werden können. Wenn einer oder mehrere der angeführten Faktoren, wie zum Beispiel hohe Kompressibilität der Schleimhaut, eine zu geringe Anzahl und lockere Zähne u. a. den Erfordernissen der starren Konstruktion nicht mehr entsprechen, so wird zu einer *beweglichen Verbindung* zwischen Klammer- und Sattelteil übergegangen werden müssen. Auch bei diesen Zuständen ist es von Vorteil, die Restzähne durch die Klammeranlage zusammenzufassen. Hier führen verschiedene Systeme zum Ziel. Am zahnärztlichen Institut in Basel hat sich die *federnde Verbindung mittels U-Schlaufe* nach *Spreng* neben allen Nachteilen (Komplizierung der Prothese, eventuelles Verfangen von Nahrungsteilen, schwierigere Hygiene) bei richtiger Indikation bewährt.

Wenn auch durch die starre Konstruktion Schäden an Schleimhaut und Kieferknochen auf ein möglichst kleines Ausmaß herabgesetzt zu werden vermögen, so bleibt doch der unphysiologische Zustand, bei welchem Schleimhaut und Knochen durch Druck eines Fremdkörpers belastet werden, bestehen. Es darf also nach dem Einsetzen einer Prothese *kein stationärer Zustand* der lebenden Gewebe erwartet werden, abgesehen von der früher oder später einsetzen- den Altersatrophie des Knochens. *Daher werden in bestimmten Zeitabständen Restgebiß, Schleimhaut sowie Sitz der Prothese und die Artikulationsverhältnisse kontrolliert werden müssen*, um durch eine eventuelle leicht durchführbare Unterfütterung der Prothesenbasis mit Guttapercha wieder günstige Verhältnisse zwischen Schleimhaut und Restgebiß herzustellen. Jedenfalls aber muß es als Vereinfachung und deshalb als ein wesentlicher Vorteil angesehen werden, daß mehrheitlich das starre Prothesensystem angewendet werden kann. Denn dabei erhöht sich — gegenüber den beweglichen Systemen — das Kauvermögen.

Zusammenfassung

An einer Anzahl zahnloser (21) und teilweise bezahnter Ober- und Unterkiefer (53) wurden Messungen der örtlichen Kompressibilität der Schleimhaut mit einem neuen Apparat durchgeführt.

Der Apparat (Kompressibilitätsmesser) besteht aus einem Arm und einer daran fixierten Hülse, welche an die Schleimhaut angelegt wird. Aus der Hülse dringt nach Abzug einer Arretierung ein Bolzen unter einem Federdruck von 200 g gegen die Schleimhaut. Die Tiefe der Einsenkung ist auf einer Skala in $\frac{1}{10}$ mm ablesbar.

Die Messungen an *zahnlosen* Ober- und Unterkiefern wurden durchgeführt, um die Ergebnisse früherer Untersuchungen (Sohm, Giger, Volk) nachzuprüfen.

An *teilweise bezahnten* Ober- und Unterkiefern wurden in gleicher Weise Messungen durchgeführt, um Aufschluß über das Verhalten der Kieferschleimhaut unter partiellen Prothesensätteln, sowie über die zweckmäßige Klammer-Sattelverbindung (*starres* respektive *bewegliches* Prothesensystem) bei partiellen Prothesen zu gewinnen.

Beim überwiegenden Teil der untersuchten Kiefer ergaben die Messungen *niedrige* und *mittlere Einsenkungswerte* mit *individuellen* und *örtlichen Differenzen*.

Die Größe der Meßwerte konnte mit dem histologischen Aufbau der Schleimhaut speziell am Gaumen insofern in Verbindung gebracht werden, als Stellen mit einer Submukosa (Fett- und besonders Drüsengewebszone) auch größere Werte aufwiesen. Unter den zahnlosen sowie auch den teilweise bezahnten Kiefern fanden sich jedoch auch solche, deren örtliche Kompressibilitätswerte in keiner Beziehung zum normalen histologischen Aufbau standen. Dieser Zustand konnte zum Teil auf Schädigungen der Schleimhaut und des Kieferknochens infolge schlecht sitzender Prothesen zurückgeführt werden.

Aus den relativen örtlichen Kompressibilitätswerten der Schleimhaut teilweise bezahnter Kiefer konnte auf die zu erwartende Einsenkung (Gesamtkompressibilität) eines partiellen Prothesensattels in die Kieferschleimhaut geschlossen werden.

Der überwiegende Teil der untersuchten Kiefer wies *niedrige* bis

mittelhohe örtliche Werte auf, so daß eine *geringe* bis *mittlere Gesamteinsenkung* der Prothesenplatte angenommen werden konnte.

Bei Kiefern mit geringer bis mittlerer Gesamteinsenkung kann die Klammer-Sattelverbindung nach dem *starren* System erfolgen, ohne die Festigkeit der Restzähne zu gefährden, sofern wie folgt vorgegangen wird:

1. wenn die Schleimhaut in einem möglichst ähnlichen Zustand abgeformt wird, in dem sie sich bei den Kauvorgängen befindet. Zur Erfüllung dieser Bedingung erwies sich das Kauabdruckverfahren mit plastischer Guttapercha als äußerst günstig;
2. wenn die Kaukräfte über eine Klammeranlage, die allen Restzähnen aufliegt und diese zu einer funktionellen Einheit zusammenfaßt, zur Wirkung kommen.

Durch die *starre* Klammer-Sattelverbindung werden die Bewegungen der Prothese eingeschränkt. Dies bedeutet einen Vorteil, weil dadurch Schleimhautschäden und Kieferresorptionen auf ein geringfügiges Maß herabgesetzt oder sogar verhindert werden können.

Infolge der statisch günstigen incisalen und occlusalen Auflagerung der fortlaufenden Klammer nach *Spreng* auf sämtliche Restzähne werden diese vorteilhaft geschient, und es erwächst an ihnen kein Schaden bei der Prothesenbeanspruchung.

Bei diesem Vorgehen wurde es auch möglich, die *Lingualbügel* zu *eliminieren*. Die Konstruktion ist beim starren System vereinfacht und zudem erhöht sich das Kauvermögen mit diesen Prothesentypen.

Es wurden 39 teilweise bezahnte Kiefer untersucht, welche mit Prothesen des beschriebenen starren Systems mit fortlaufender Klammer nach *Spreng* versorgt waren. Die Prothesen wurden bis zur Zeit der Untersuchung während eines Zeitraums von $\frac{1}{2}$ bis 3 Jahren benutzt, ohne daß an der Schleimhaut oder an der Restbezahnung Gewebeschäden festgestellt werden konnten.

Unter den 53 untersuchten teilweise bezahnten Kiefern befanden sich 12 Oberkiefer und 41 Unterkiefer, von welchen 39 mit Prothesen mit starrer Klammer-Sattelverbindung, der Rest mit Prothesen des beweglichen Systems oder provisorischen Prothesen, versorgt waren.

Um zu einem annähernden Ausmaß der Schleimhautnachgiebigkeit unter einer Prothesenplatte zu gelangen, wurde aus den örtlichen Nachgiebigkeitswerten der *Kieferkämme* der Durchschnittswert ermittelt (zum Beispiel in Abb. 2 ist die Summe der örtlichen Einsenkungswerte $4 + 2 + 8 + 6 = 20$, das heißt der Durchschnittswert ist als $20/4$ mit 5 zu bezeichnen). Danach wurde folgende Einteilung getroffen: Die Schleimhaut, die eine Durchschnittszahl bis zu 4 ergab, wurde als gering (12 Kiefer), bis zur Zahl 9 (36 Kiefer) als mittelnachgiebig, und darüber hinaus als stark nachgiebig (5 Kiefer) bezeichnet. Hier sei nochmals betont, daß diese Zahlen nur Vergleichswerte der Schleimhautnachgiebigkeit einzelner Kiefer untereinander und *nicht* die tatsächliche Einsenkung des Prothesensattels bei den Kauvorgängen bedeuten.

Abbildungen

Die folgenden Abbildungen stellen jeweils das Modell eines Kiefers mit seinen örtlichen Nachgiebigkeitswerten und der dazugehörenden Prothese des beschriebenen starren Systems dar. Des weitem ist zu jedem Nachgiebigkeitsbild (Größe und Regelmäßigkeit) eines Kiefers das entsprechende Abdruckvorgehen angegeben.

- Abb. 2 Mittlere ungleichmäßige Nachgiebigkeit. Der Abdruck erfolgte mit einem an der fortlaufenden Klammer befestigten Schellacksattel und Guttapercha. $\overline{6}$ ist in der Klammer ersetzt (abnehmbare Brücke).
- Abb. 3 Geringe, gleichmäßige Nachgiebigkeit. Der Abdruck erfolgte mit an der Klammer montierten Schellacksätteln und Abdruckpaste.
- Abb. 4 Infolge Mesialbisses starke Abrasion der lingualen Flächen der unteren Frontzähne. Deckung der Abrasion durch die fortlaufende Klammer und Ersatz der fehlenden $\overline{12}$. Mittlere Nachgiebigkeit, Abdruck der Sattelflächen erfolgte mittels Kauabdruck mit speziellem Aluminiumlöffel.
- Abb. 5 Gleichmäßige und geringe Nachgiebigkeit. Abdruck erfolgte mit einem am Klammergerüst befestigten Schellacksattel und Guttapercha. $\underline{2}$ ist in der Klammeranlage ersetzt.

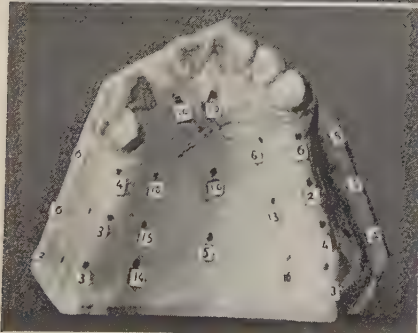
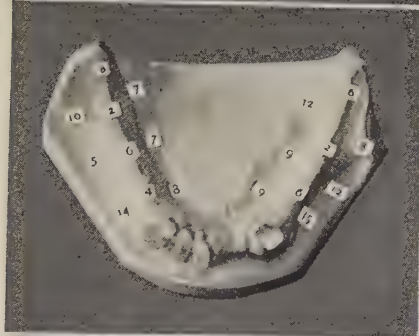
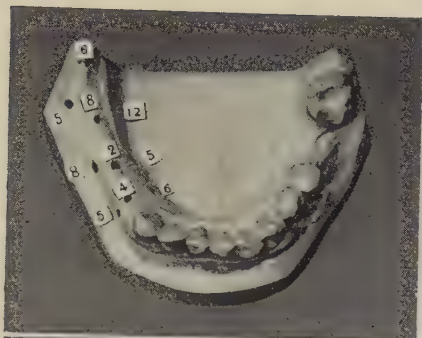


Abb. 2



Abb. 3



Abb. 4



Abb. 5

- Abb. 6 Mittlere Nachgiebigkeit, schmale nach distal abfallende Kieferkämme, durch geringes Übergreifen der fortlaufenden Klammer nach labial wird die Prothese am Zurückgleiten verhindert, ohne die Klammerzähne $\overline{3|3}$ übermäßig zu beanspruchen. Mittlere Nachgiebigkeit. Der Abdruck erfolgte gleichzeitig mit dem Abdruck des unbezahnnten Oberkiefers mit speziellen Aluminiumlöffeln und Guttapercha, unter Bestimmung der zentralen Occlusion und der Kondylenbahnneigung (Kauabdruckverfahren).
- Abb. 7 Starke und ungleichmäßige Nachgiebigkeit. Der Abdruck erfolgte mit speziellem Aluminiumlöffel und Guttapercha. $\overline{2|2}$ sind im Klammergerüst ersetzt.
- Abb. 8 Kurze, schmale Kieferkämme. Die Klammeranlage fixiert die leicht gelockerten $\overline{1|1} \overline{2}$. Der Abdruck erfolgte mit speziellem Aluminiumlöffel und Guttapercha.
- Abb. 9 Prothese von Abb. 8 in situ.

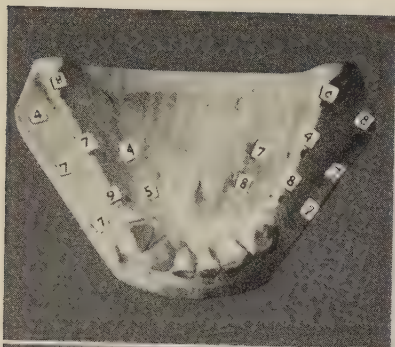


Abb. 6

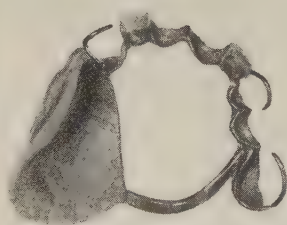
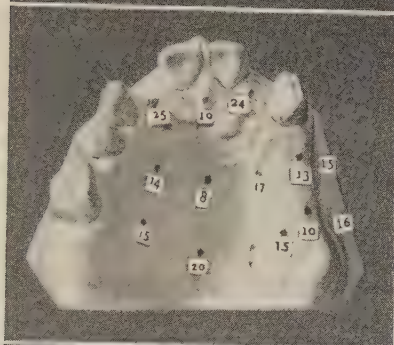


Abb. 7

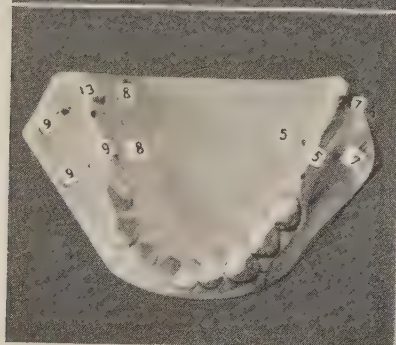


Abb. 8

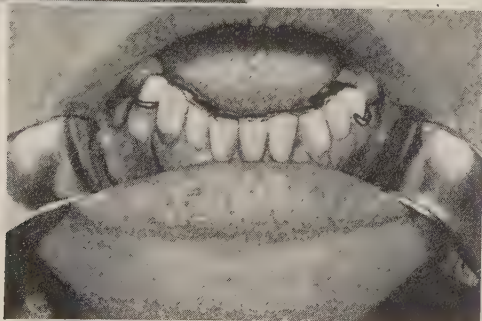


Abb. 9

Literaturverzeichnis

- Biaggi, A. & D.: Die Mechanik der Freiidprothese und ihre Bedeutung für die Art der Verankerung der Freiidprothese. Schweiz. Monatsschrift 1947, S. 509.
- Bonyhard, B.: Die Verankerung der Teilprothesen an den Vorderzähnen. Z. f. Stom. 1929, S. 405.
- Kraftübertragung und Kraftbrechung mit Federn. Z. f. Stom. 1933, S. 1327.
 - Resilienz, Resorption und Prothesengestaltung. Z. f. Stom. 1938, S. 10.
- Chayes, H.: Movable-Removable Bridgework. New York 1922.
- Elbrecht, A.: Systematik der abnehmbaren partiellen Prothese. H. Meusser, Leipzig, 1937.
- Gilmore zitiert nach Elbrecht.
- Giger, E.: Untersuchungen über die unterschiedliche Kompressibilität der Schleimhaut des harten Gaumens und ihre Bedeutung für die Abdrucknahme. Diss. Basel 1937.
- Gottlieb B. u. Orban B.: Zahnfleischentzündung und Zahnlockerung. 2. Aufl. 1936. Berlinerische Verlagsanstalt.
- Green, Broth.: Clinical Course in Dental Prothesis in Three Printed Lectures, Detroit Dental Manufact. Co. 1914.
- Grohs, R.: Anatomisch-histologische Grundlagen zum Aufbau einer totalen Prothese mit besonderer Berücksichtigung des Abdruckverfahrens, Z. f. Stom. 1931, S. 673.
- Gewebsveränderungen in prothesentragenden Kiefern nebst praktischen Folgerungen. Z. f. Stom. 1935, H. 12—16.
 - Die abnehmbare Greiferschiene. Z. f. Stom. 1937, H. 23.
- Kantorowicz, A.: Die gestützte Prothese. Z. R. 1931, Nrn. 11 und 12.
- Kennedy, E.: Partial Denture Construction. Brooklyn N. Y. 1928. Deutsche Übersetzung (Bleichsteiner A., Wien). H. Meusser, Berlin 1932.
- Lund, O.: Histologische Beiträge zur Anatomie des Munddaches und Paraden-tium. V. Jschr. f. Zhk. 1924, 40, 1.
- Mentz: Histologische Untersuchungen über den Bau der Mundschleimhaut... D. Mschr. f. Zhk. 1931, 21.
- Müller, Beat: Abnehmbare partielle Zahnprothesen. Urban & Schwarzenberg 1936.

- Pfeiffer, K.: Untersuchungen über die Resilienz der durch die Prothesen beanspruchten Gewebe und ihre Bedeutung für die Occlusion der Prothesen. Sch. Mschr. f. Zhk. 1929, S. 401.
- Roach, F. E.: zitiert nach Elbrecht und Kantorowicz, Handb. d. gesamten Zhk., B. 3, S. 2219 ff.
- Sohm, H.: Untersuchungen über die Kompressibilität der Gaumenschleimhaut bei senkrechter Druckeinwirkung. Z. f. Stom. 1934, S. 202.
- Spreng, M.: Der Kauabdruck. Urban & Schwarzenberg 1932.
- Plattenbasis und Klammern. Schweiz. Mschr. f. Zhk. 1934, H. 3.
 - Fehlgriffe in der Zahnheilkunde. Fortschritte der Zahnheilkunde. Lieferung 11, 1933.
 - Abdruck, Plattenbasis und Befestigungsmittel für die partielle abnehmbare Prothese. Bericht des IX. Int. Zahnärztekongr. d. F. D. I. 1936, B. I, S. 1193.
 - Partielle abnehmbare Prothese und Zahnlockerung. Z. f. Stom. 1938, H. 1, S. 3.
 - Die fortlaufende Klammer. Ratgeber f. d. zahnärztl. Laboratorium Nrn. 10, 11, 1944/45.
 - Die Prothese und die lebenden Gewebe. Appolonia-Verl., Basel. 1945.
- Stärke, W.: Federverankerung und federnde Abstützung. Z. R. 1931, Nr. 32.
- Steiger, A.: Befestigungsmöglichkeiten part. Proth. im Munde. Schw. M. f. Z. 1924, S. 438.
- La rétention moderne de la prothèse part. dans le reste de la dentition. J. dent. belge 1936, 6.
- Stein, G.: Klammergerüsthafbefestigung der part. Prothese. Z. f. Stom. 1934, H. 4, S. 177.
- Supplee: Borderpressure and its Relation to Impressionmaking. Dent. Dig. 1923, 29/307.
- Tycho, F.: Die Rolle der Druckbrecher bei der Konstruktion der partiellen Prothese. Z. f. Stom. 1938, S. 576.
- Volk, H.: Gaumenschleimhautkompressibilität, ihre Messung und praktische Bedeutung. Diss. 1935, Heidelberg.

